

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2001年3月22日 (22.03.2001)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 01/19252 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 10/00

(21) 国際出願番号:

PCT/JP00/06282

(22) 国際出願日: 2000年9月13日 (13.09.2000)

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(30) 優先権データ:

特願平11/260453 1999年9月14日 (14.09.1999) JP  
特願2000/11641 2000年1月20日 (20.01.2000) JP

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 川崎真設 (KAWASAKI, Shingo) [JP/JP]; 〒270-1176 千葉県我孫子市柴崎台2-2-15 日立メディコ天王台寮310 Chiba (JP). 市川祝善 (ICHIKAWA, Noriyoshi) [JP/JP]; 〒302-0104 茨城県北相馬郡守谷町久保ヶ丘4-11-10 Ibaraki (JP). 川口文男 (KAWAGUCHI, Fumio) [JP/JP]; 〒277-0843 千葉県柏市明原3-8-3 グリーンハイム202 Chiba (JP).

(74) 代理人: 浅村 皓, 外 (ASAMURA, Kiyoshi et al.); 〒100-0004 東京都千代田区大手町2丁目2番1号 新大手町ビル331 Tokyo (JP).

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).

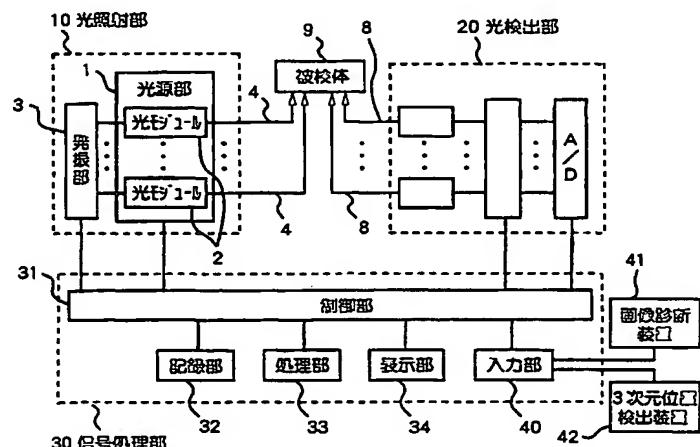
(81) 指定国 (国内): CN, US.

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

[統葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL LIGHT MEASURING INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 生体光計測装置



10...ILLUMINATING UNIT  
 3...OSCILLATING UNIT  
 1...LIGHT SOURCE UNIT  
 2...OPTICAL MODULE  
 9...SUBJECT  
 20...LIGHT MEASURING UNIT  
 31...CONTROL UNIT  
 30...SIGNAL PROCESSING UNIT

32...RECORDING UNIT  
 33...PROCESSING UNIT  
 34...DISPLAY UNIT  
 40...INPUT UNIT  
 41...IMAGE DIAGNOSIS APPARATUS  
 42...THREE-DIMENSIONAL POSITION MEASURING DEVICE

(57) Abstract: A biological light measuring instrument for illuminating a subject with a plurality of beams of light from a plurality of illuminating positions, measuring the light beams transmitted through the subject, and creating a topographic image showing ecological information about the inside of the subject, comprising unit for creating three-dimensional coordinate data representing the relationship among

[統葉有]

WO 01/19252 A1

添付公開各類:  
— 國際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

---

the illuminating positions and a reference point on the subject and the relationship between the light measuring position and the reference point, unit for setting the illuminating positions and light measuring position on a three-dimensional shape image of the subject according to the three-dimensional coordinate data, unit for creating a three-dimensional topographic image according to the three-dimensional coordinate data, and unit for superposing the three-dimensional topographic image on the shape image while maintaining the relationships of the illuminating positions and the light measuring position.

(57) 要約:

複数の光照射位置から被検体に対し光を照射し、前記被検体内部を通過した光を検出して前記被検体内部の生態情報を表わすトポグラフィ画像を作成する生体光計測装置において、

前記光照射位置及び光検出位置と前記被検体に設けられた基準点との位置関係を表わす3次元座標データを設定するユニットと、

前記被検体の3次元形態画像上に前記3次元座標データに基づいて前記光照射位置及び光検出位置を配置するユニットと、

前記3次元座標データに基づいて3次元トポグラフィ画像を作成するユニットと、

前記光照射位置及び光検出位置との位置関係を保ちつつ前記3次元トポグラフィ画像を前記形態画像上に重ねて表示するユニットとを含む生体光計測装置。

## 明細書

## 生体光計測装置

5 この発明は、光を用いて生体内部の血行やヘモグロビン変化等の情報を計測する生体光計測装置に関し、特に形態画像との合成画像表示機能を備えた生体光計測装置に関する。

## 背景技術

10 生体内部の血液循環・血行動態やヘモグロビン変化を、簡便且つ非侵襲的に計測できる装置として、可視から赤外領域の波長の光を生体に照射し、生体から反射された光を検出することにより生体内部を計測する装置が提案されている（例えば特開平9-98972号公報、特開平9-149903号公報）

15 この生体光計測装置を臨床に応用することによって、例えば頭部を計測対象とする場合、脳のヘモグロビン変化の活性化状態及び局所的な脳内出血を測定することができる。また脳内のヘモグロビン変化に関連した、運動、感覚さらには思考に及ぶ高次脳機能等を計測することも可能である。例えば、Eiji Watanabe (MEDIX VOL30) によって、てんかん発作時の局所脳血流変化（てんかん焦点）を光計測装置（光トポグラフィ装置）で捉えることが報告されている。

しかし従来の光計測装置では、脳の局所的なヘモグロビン変化を、光照射器、20 光検出器の配列を示す2次元平面上に表示しているため、光照射器および光検出器と被検体頭部との3次元的位置関係が明らかでないため、ヘモグロビン変化が脳のどの領域において生じているのかを特定するのが困難であった。従って例えば前掲のてんかん焦点の測定結果を臨床応用する場合にも、外科手術において切除する脳部位の特定が困難であった。

## 25 発明の開示

そこで本発明は、被検体を光計測する際の光照射器、光検出器の装着位置を3次元的に明らかにし、光計測によって得られた情報を、MR、CTなどの3次元的形態画像上に、または測定対象の外形形状をその輪郭と複数の楕円とで表わしたワイヤーフレーム画像上に、正確な位置関係のもとに画像化することが可能な

光計測装置を提供することを目的とする。

上記目的を達成する本発明の生体光計測装置は、複数の光照射位置（照射位置）から被検体に対し光を照射する光照射手段と、前記複数の光照射位置から照射され被検体内部を通過した光を、前記複数の光照射位置近傍に設置された複数の検出位置（集光位置）で検出する光検出手段と、前記光検出手段で検出された検出位置毎の光量を用いて前記被検体内部の生体情報を表すトポグラフィ画像を作成する信号処理手段とを備えた生体光計測装置において、前記信号処理手段は、他の画像診断装置で作成された前記被検体の形態画像データを入力する手段と、前記光照射位置及び光検出位置と被検体に設けられた基準点との位置関係を表す位置情報を入力する手段と、前記位置情報に基づき光照射位置及び光検出位置を前記形態画像データ上に配置すると共に、前記座標データに基づき作成した3次元トポグラフィ画像を前記3次元形態画像上に配置し、表示する手段とを備えている。

また、前記信号処理手段は、3次元形態画像において被検体表面から所定の深さの内部に前記トポグラフィ画像を配置するようにした。

また、前記信号処理手段は、被検体の3次元ワイヤーフレーム画像を作成し、その上に前記照射位置及び検出位置をプロットし、その上に3次元トポグラフィ画像を重ねて表示する手段を備えた。

本発明の生体光計測装置において、形態画像データは、例えば、X線CT装置やMRI装置などによって予め計測したものであり、この際、被検体上に少なくとも1つの基準点を設定し、この基準点のデータを含むことが好ましい。また位置情報は、例えば、機械式或いは磁気勾配型等の3次元位置検出装置によって計測した3次元座標データであり、光照射位置、光検出位置及び前記基準点の位置情報を含む。

信号処理手段は、形態画像上の基準点と、基準点の座標データとを一致させることにより、光照射位置及び光検出位置を形態画像データ上に配置し、またトポグラフィ画像を形態画像データ上に配置することができる。

上記構成の生体光計測装置により、局所的な血流やヘモグロビン変化を生じている部位を形態画像上で確認することができる。従って、例えばてんかん手術な

どでは、局所的なヘモグロビン変化が生じている焦点部位を形態画像上で確認しながら、焦点部位だけを正確に除去することができる。これにより、脳の損傷を最小限に抑えることができ、必要以上の身体機能麻痺の危険を回避できる。

またトポグラフィ画像を形態画像上に配置するに際し、トポグラフィ画像を被  
5 検体表面から所定の深さの内部に位置するように配置することで光計測している  
部位の位置、例えば脳表面上の位置を正確に表示することができる。

#### 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の生体光計測装置の実施形態を示すブロック図。

図 2 は、図 1 の生体光計測装置の光照射部の詳細を示す図。

10 図 3 は、光照射位置および検出位置の配置の一実施例を示す図。

図 4 は、光照射位置および検出位置の配置の他の実施例を示す図。

図 5 は、4光照射位置および検出位置の配置のさらに他の実施例を示す図。

図 6 は、図 1 の生体光計測装置の光検出部の詳細を示す図。

図 7 は、本発明の生体光計測装置の処理の一実施例を示すフロー図。

15 図 8 A, 8 B は、図 7 の処理において作成されるトポグラフィ画像および画像  
処理を説明する図。

図 9 は、本発明の生体光計測装置で表示される画像の一例を示す図。

図 10 は、本発明の生体光計測装置で表示される画像をプリントアウトした図。

図 11 は、他の実施例を示すフロー図。

20 図 12 は、他の実施例で表示される画像の一例を示す図。

#### 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の生体光計測装置の実施形態を図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は、本発明の生体光計測装置の一実施形態を示す構成図で、この光計測裝置は、主として被検体 9 に光を照射するための光照射部 10 と、被検体 9 を透過  
25 した光を検出する光検出部 20 と、光照射部 10 及び光検出部 20 の駆動を制御  
するとともに光検出部 20 が検出した光量に基づき被検体 9 の生体情報を表すト  
ポグラフィ画像を作成する信号処理部 30 とを備えている。

光照射部 10 は、複数の光モジュール 2 からなる光源部 1 と、光モジュール 2  
が発光する光を変調するための発振部 3 と、各光モジュール 2 に接続された光フ

アイバ4とを備えている。本実施例では、光源部1は4個の光モジュール2を備え、各光モジュールはそれぞれ2種の異なる波長の光を発光する場合を説明するが、光モジュールの数およびそれが発光する光の種類（数）はこれらに限定されない。

- 5 光源部1の詳細を図2に示す。図示するように個々の光モジュール2は、二個の半導体レーザ11a、11bと、これら半導体レーザ11a、11bの駆動回路12a、12bとを備える。半導体レーザ11a、11bは、可視から赤外の波長領域の異なる波長の光を照射する。波長は測定する対象によって異なるが、例えばヘモグロビン変化を測定する場合、酸素を持っている赤血球によく吸収される780nm及び酸素を持っている赤血球によく吸収される830nmの二波長の光を放射する。尚、光源部1は、半導体レーザの代りに発光ダイオードを用いることも可能である。
- 10

発振部3は、光モジュール2の半導体レーザの数に対応して、発振周波数の異なる8個の発振器で構成される。

- 15 半導体レーザ駆動回路12a、12bでは、半導体レーザ11a、11bに対して直流バイアス電流を印加すると共に、発振器によりそれぞれ異なる周波数 $f_{1a}$ 、 $f_{1b}$ を印加することで、半導体レーザ11a、11bから放射される光に変調を与える。変調は、正弦波によるアナログ変調を用いても、それぞれ異なる時間間隔の矩形波によるデジタル変調を用いてもよい。

- 20 半導体レーザ11a、11bが放射する光は、それぞれ半導体レーザ11a、11bに接続された集光レンズ5により光ファイバ6に個々に導入される。個々の光ファイバ6に導入された二波長の光は、各光モジュールごとに光ファイバ結合器7により1本の光ファイバ、即ち照射用光ファイバ4内に導入される。

- 25 一端が光ファイバ結合器7に接続された照射用光ファイバ4の他端は、後述する検出部20の検出用光ファイバ8とともに、所定の配置となるように図示しない装着具に固定され、被検体に装着される。これら光ファイバの端面は被検体表面上に軽く接触しており、照射用光ファイバ4の他端から被検体9の表面上の異なる4個所の照射位置から照射され、被検体から反射された光を、被検体表面上の5個所の検出位置に配置された検出用光ファイバ8で検出するようになってい

る。装着具に装着された光ファイバの端部はプローブと呼ばれる。また光ファイバを被検体に装着するための装着具は、ベルト状やヘルメット状など検査対象に応じて種々の形状とすることができます、例えば特開平9-149903号公報に記載されているような生体光計測装置において公知のものを用いることができる。

- 5 図3に照射位置および検出位置の配置の一例を示す。図示する例では、4本の照射用光ファイバ4に対応して4つの照射位置R1～R4が示され、これら照射位置R1～R4は、検出位置D1～D5と交互に正方格子上に配置されている。この時、隣接する照射位置と検出位置との中点を計測位置とすると、この場合、隣接する照射位置と検出位置との組合せが12通り存在するため、計測位置数す  
10 なわち計測チャンネルが12個となる。

隣接する照射位置と検出位置の間隔は特に限定されず、計測部位等に応じて適宜変化させることができるが、3cmに設定した場合に各検出位置で検出された光は、皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報を有していることが報告されている（例えばピィー・ダブル・マコーミック（P.W. McCormic）他による「赤外光の大脳内部の浸透（Intracerebral penetration of infrared light）」（1992年、ジャーナルオブニューロサージェリ、第76巻、第315～318頁））。従って上述した照射検出位置の配置で12計測チャンネルを設定することにより、全体として6cm×6cmの領域における大脳の計測が可能となる。

- 尚、図示する実施例では、簡単のために計測チャンネルが12の場合を示しているが、格子状に配置する光照射位置及び光検出位置の数をさらに増加させることにより、計測チャンネルをさらに増加させて、計測領域を拡大することも可能である。他の実施例として、図4に24チャンネル計測における光照射・検出配置を、図5に40チャンネルの同配置を示す。

- 図6は検出部20の詳細を示す図である。検出部20は、光検出器21と検出回路22からなる。図には、各検出位置に対応する複数（ここでは5本）の検出用光ファイバ8のうちの1本が接続された検出部のみを示しているが、各検出位置に対応する複数（ここでは5本）の検出用光ファイバ8にそれぞれ光検出器21と検出回路22、A/D変換器26からなる検出部20が接続されている。

各光検出器21は、光信号を電気信号に変換するもので、検出用光ファイバに

入射した光を、その光量に比例した電気信号に変換し、検出回路 22 に送る。このような光検出器 21 として、例えばフォトダイオードや光電子増倍管が用いられる。特に高感度な光計測が実現できるアバランシェフォトダイオードが望ましい。

- 5 検出回路 22 は、変調信号を選択的に検出する回路、例えば複数のロックインアンプ (lock-in Amp) 23-1、23-2 . . . と増幅器 24 及びスイッチ 25 から構成されるロックインアンプモジュールからなり、照射位置かつ波長に対応した変調信号を選択的に検出する。例えば図 3 の検出位置 D1 の検出回路の場合、それと隣接する照射位置 R1 ~ R4 から照射される各二波長の光に対応する変調周波数 f1a、f1b、f2a、f2b、f3a、f3b、f4a 及び f4b の 8 個の信号を検出するために、これら変調周波数を参照信号として用いる 8 個のロックインアンプ 23-1 ~ 23-8 を備える。ロックインアンプ 23-1 は変調周波数 f1a の参照信号を用いて、照射位置 R1 から照射された波長 780 nm、変調周波数 f1a の光を選択的に検出する。同様にロックインアンプ 23-2 は変調周波数 f1b の参照信号を用いて、照射位置 R1 から照射された波長 830 nm、変調周波数 f1b の光を選択的に検出する。これにより検出位置 D1 と照射位置 R1 との間の計測位置について二波長の光に対応する 2 つの信号を取り出すことができる。検出位置 D1 と照射位置 R2 ~ R4 との間の計測位置についても同様にロックインアンプ 23-3 ~ 23-8 から取り出すことができる。
- 20

検出位置 D2 ~ D5 の場合には、隣接する照射位置は 2 つしかないので、ロックインアンプ 23 の数は二波長に対応して 4 個でよく、4 個のロックインアンプによって 1 つの検出位置と 2 つの照射位置との間の 2 つの計測位置についてそれぞれ 2 つの信号を取り出す。従って、図 3 に示す照射・検出位置配列の場合には、全体で 24 個のロックインアンプによって 12 の計測位置についてそれぞれ 2 系統の信号を取り出すことができる。

ロックインアンプ 23-1、23-2、. . . の出力は、アナログデジタル変換器 26 によりそれぞれデジタル信号に変換されて、信号処理部 30 に送られる。この実施例では、アナログ変調の場合に対応する変調信号検出回路としてロック

インアンプを示しているが、デジタル変調を用いた場合には、変調信号検出としてデジタルフィルターもしくはデジタルシグナルプロセッサを用いる。

信号処理部30は、図1に示すように上述した光照射部10及び光検出部20を制御する制御部31と、光検出部20で計測した信号やその計算結果等を記録する記録部32と、予め記憶されたヘモグロビンの検量線等を用いてデジタル変換された計測信号を計算しトポグラフィ画像を作成する処理部33と、トポグラフィ画像等を表示する表示部34を備え、更にMRIやX線CT装置などの画像診断装置41及び3次元位置検出装置42からのデータを入力する入力部40が備えられている。画像診断装置41からの3次元形態画像データおよび3次元位置検出装置42からの3次元座標データは、直接或いは記録媒体を介して入力部40に転送される。

尚、各計測位置ごとに二波長の検出光量を用いて、脳活動に伴う酸素化ヘモグロビン濃度変化、脱酸素化ヘモグロビン濃度変化、さらにはこれらヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度変化を計算し、それをトポグラフィ画像として表示部に表示する手法は、例えば特開平9-19408号公報やアツシ・マキ(Atsushi Maki)他による「無侵襲近赤外光トポグラフィ画像によるヒト脳活動の時空間解析(Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography)」、1995年及びメディカルフィジックス、第22巻、第1997-2005頁に記載されている。本発明でも計測信号の計算には、これらの方法を採用することができる。

形態画像データは、本発明の生体光計測装置による計測に先立って同じ被検体をMRIやX線CT装置など画像診断装置41で撮影することにより得たものであり、被検体上に設定された特定の基準点、好ましくは3点以上の基準点のデータを含む。このような基準点は、被検体に所定の基準点マーカを貼りつけた状態で撮影することにより設定することができる。基準点マーカとしては、例えばCTでは金属球や金属箔等のX線を吸収材料からなる小片を用いることができ、またMRIでは核磁気共鳴において測定対象核種(典型的には水素)と異なる挙動を示す物質、例えば脂溶性薬を充填したカプセル等を用いることができる。このように画像データに基準点を含ませることにより、後述する3次元座標データと

の位置合せが可能となり、また生体光計測で得られるトポグラフィ画像を形態画像上に配置することが可能となる。基準点マーカを付ける位置は特に限定されないが、被検体の計測部位近傍に、例えば脳計測の場合、左耳位置、右耳位置、鼻のくぼみ位置（ナジオン）の3点に貼りつける。

- 5 画像データに基準点を含ませる他の実施例として、入力させた画像データ上に後から基準点、例えば鼻の位置、左右耳の位置をマニュアルで指定するようにしてもよい。

3次元位置検出装置42は、被検体が生体光計測装置の装着具（光照射用ファイバと光検出用ファイバを固定した装着具）を装着し且つ上述した基準点マーカを付けた状態で、各プローブの位置（光照射位置、光検出位置）および基準点マーカ貼りつけ位置を検出し、3次元座標データとして出力する。このような3次元位置検出装置42として、機械式、磁気勾配型、光学式などがあり、いずれを採用してもよい。

- 基準点を磁気勾配型で測定する場合は、磁気発生装置を被検体の後ろに置いて、  
15 そこからの距離情報を位置情報として入力する。

それぞれの基準点及びプローブの上に入力装置を当てがって各点の位置情報を入力し、X、Y、Z座標軸情報とペン形入力装置の角度情報を入力する。

3次元位置検出装置としては「渡辺英寿：“ニューロナビゲータ現状と将来”、先端医療、Vol. 5, No. 2, pp. 76～78, 1998」に記載のニューロナビゲータと称される位置検出手段を用いることもできる。  
20

処理部33は、これら形態画像データおよび座標データを入力し、形態画像データ上の基準点と、基準点に対応する座標データとが合致するように、光照射位置および光検出位置の座標を拡大或いは縮尺する。

次に以上のような構成の生体光計測装置を用いた生体光計測の実施例を図7を  
25 参照して説明する。この実施例では頭部を計測部位とし、脳表面のヘモグロビン変化を計測し、3次元トポグラフィ画像を作成する場合を説明する。

まず生体光計測に先立って、MR、CT装置等により被検体の3次元画像を作成する。この際、被検体の計測部位近傍の3点に基準点マーカを付けて撮影する（ステップ701、702）。作成された3次元画像データは、入力部40から

信号処理部 30 の記録部 32 に転送される。

次に基準点マーカを付けた被検体の頭部に、生体光計測用の装着具を装着し、  
3 次元位置検出装置で基準点の位置、光照射位置及び光検出位置を実空間座標を  
測定する（ステップ 703、704）。3 次元位置検出装置で測定した 3 次元座  
5 標データは、入力部 40 から信号処理部 30 の記録部 32 に転送される。

処理部 33 は、3 次元画像上の基準点に、3 次元位置検出装置で測定した基準  
点の実空間座標を拡大、縮小、距離補正を行ないながら合わせ込む（705）。  
次いで合わせ込まれた基準点の距離補正率に基づき、光照射位置および光検出位  
置の実空間座標の距離補正を行ない、画像データ上に描画する（706）。

10 この状態で被検体の生体光計測を開始する（707）。即ち、光照射位置から  
それぞれ所定の変調周波数で変調された二波長の光を照射するとともに、隣接す  
る光検出位置において、被検体を透過した光を検出する。これによって光照射位  
置と光検出位置との間の計測位置毎に透過光量に対応する信号が得られる。信号  
処理部 30 はこの光量から予め記録されたヘモグロビン検量線を用いて計測位置  
15 每のヘモグロビン変化を求め、図 8A に示すような等量線（量が等しい点をつな  
ぐて線で表示したグラフ）或いは階調表示又は色調表示したものを作成する。計  
測位置を 2 次元的に配列した平面にこの等量線或いは階調表示（色調表示）を描  
画したものがトポグラフィ画像 81 であり、これは従来の生体光計測において作  
成するものと同様である。尚、図 8A において 82、84 は光照射位置、83 は  
20 光検出位置をそれぞれ示している。

次に信号処理部 30 は、この 2 次元トポグラフィ画像を 3 次元トポグラフィ画  
像とするために、2 次元トポグラフィ画像の距離補正を行なう。距離補正とは、  
距離が遠い場合には 2 次元トポグラフィ画像の信号値が低いため、信号を増大す  
る大きな重みの D を掛け合わせ、距離が近い場合には信号値が高いため、信号を減  
少させる小さな重みの D をかけさせる処理であり、これにより距離補正の行われ  
25 正確なトポグラフィ画像を作成する。ここで 2 次元トポグラフィ画像データ H  
b は、光照射位置および光検出位置間の距離を一定値 c（例えば 30 mm）とし  
て計算表示されたものであるので、この処理では、3 次元位置検出器で測定され  
た正確な光照射位置および光検出位置間の距離 d を用いて、次式（1）により距

離補正された新データ  $H b'$  を求める。

$$H b' = H b \times D \quad (1)$$

式中、D (Distance) は  $D = d / c$  を表す。

このように距離補正された 2 次元トポグラフィ画像をステップ 706 で描画し

- 5 た光照射位置および光検出位置に合わせることにより、3 次元トポグラフィ画像  
が描画できる (708)。この際、必要に応じてスプライン補間等を行なう。

ステップ 708 で作成された 3 次元トポグラフィ画像は、計測表面、即ち頭表面に沿ったものであるが、既に述べたように、各検出位置で検出された光は、皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報を有するものであり、脳表面の情報として表示  
10 されることが好ましい。このためステップ 709 では、ステップ 708 で得られた 3 次元トポグラフィ画像を頭表面の法線方向に所定の深さに落とし込むという処理を行なう。この頭表面から脳表面までの距離は、その被検体の画像データから算出してもよいし、経験的に知られた値を用いることも可能である。

- 15 ステップ 709 で行なう処理を図 8B に示す。図 8B は被検体の頭部 85 と大  
脳 86 を横から見た状態を模式的に示しており、ステップ 708 で得られたトポ  
グラフィ画像は被検体の頭表面 87 に描画されているが、これを図中矢印で示す  
法線方向に移動することにより脳表面 88 上にトポグラフィ画像を描画する。こ  
のように 3 次元トポグラフィ画像と形態画像を合成したものを表示する (71  
0)。

- 20 以上の生体光計測において得られる画像の一例を図 9 に示す。ここでは形態画像として、脳のみを 3 次元画像表示し、頭部形状は表示を見やすくする意味で 3 次元フレーム表示しているが、もちろん頭部形状を含む全体を 3 次元表示してもよい。

- この実施例は左脳と右脳に図 3 に示す配置のプローブを装着した場合を示して  
25 おり、各プローブの光照射位置 91 と光検出位置 92 が表示され、これに対応する脳表面 93 の位置にステップ 709 の処理で得られた 3 次元トポグラフィ画像  
94 が表示される。図中、95 は光照射位置 91 と光検出位置 92 の画像上の位置を合わせるための基準点であり、この例では左耳位置、右耳位置、鼻のくぼみ位置 (ナジオン) の 3 点である。

このような画像により、各プローブ（光照射／光検出位置）の正確な装着位置を知ることができるとともに、脳のどの領域において局所的なヘモグロビン変化が生じているのかを正確に知ることができる。

図10に実際の表示例をプリントアウトしたものを示す。トポグラフィ画像が  
5 3次元表示された脳表面上に重ねて表示されている。数値は光照射装置と検出位置を示す。

ヘモグロビン濃度変化量の小さい領域を青で表示し、ヘモグロビン濃度変化量の大きい領域を赤で示すようにしている。

図11はワイヤーフレーム画像上にトポグラフィ画像を重ねて表示する実施例  
10 のフローチャートである。

図示しない入力手段からのトポグラフィ画像の生成指示により、制御部31は、頭部形状に係わる3次元位置情報201、並びに照射用及び検出用光ファイバ4、8と被検体9との接触位置に係わる3次元位置情報202を、記録部32から処理部33に出力する。ただし、3次元位置情報201は、被検体9の外形形状を  
15 特定するために計測された全ての基準位置の座標情報である。

処理部33は、まず、被検体9の計測部位である頭部の形状を計測した3次元位置情報201から頭部の3次元ワイヤーフレーム画像を生成する。具体的には、基準位置として測定した4点（左耳位置、右耳位置、鼻のくぼみ位置（ナジオング）、後頭部（イニオン））の座標を用いて、XYZ座標系による放物線近似を行うことによって、頭部形状のワイヤーフレーム画像を生成する。  
20

処理部33は、照射用及び検出用光ファイバ4、8の先端部分と被検体9との接  
25 触位置に係わる3次元位置情報202である光照射位置（照射位置）及び光検出位置（集光位置）の3次元位置情報に基づいて、計測部位である頭部の3次元ワイヤーフレーム画像を生成（構成）する（ステップ203）。この後、処理部33は、生成された3次元ワイヤーフレーム画像上における光照射位置及び光検出位置を特定し、プロットする（ステップ204）。次に、処理部33は、従来と同様の手順、すなわち、光照射位置と光検出位置との距離が全て設計距離である30mmとして、2次元トポグラフィ画像を生成する（ステップ205）。このステップ205では、例えば、図3に示すように、頭部に合わせて光照射位置

及び光検出位置が間隔 30 mm で正方格子状に配列されているものとし、それぞれ隣接する光照射位置と光検出位置との中間位置である 12 個の計測位置において、脳に対する刺激が加えられていない時と脳に刺激が加えられている時との酸素化ヘモグロビン濃度変化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化並びにヘモグロビン濃度総量の変化を求める。次に、各計測位置におけるこれらヘモグロビン濃度変化の値を、例えば、3 次スプライン補間により画像化し、この画像をトポグラフィ画像とする。なお、ヘモグロビン濃度変化の値から 3 次スプライン補間に よりトポグラフィ画像を得る時の詳細については、特開平 9-98972 号公報及び特開平 9-149903 号公報に記載されているので、詳細な説明は省略する。

10 次に、処理部 33 は、読み込んだ光照射位置及び光検出位置 202 からそれぞれ隣接する光照射位置及び光検出位置の 3 次元空間における距離 d を各計測位置毎に計算する。このとき本実施の形態では、計測位置数は 12 個となるので、計算によって算出された光照射位置及び光検出位置の 3 次元空間における距離 d も 12 個となる。次に、処理部 33 は、2 次元の光照射位置及び光検出位置に基づいた 2 次元トポグラフィ画像 Hb data(original) を式 (1) に従って補正し、3 次元の光照射位置及び光検出位置に基づいたトポグラフィ画像 Hb data(new) を生成する (ステップ 206)。

次に、処理部 33 は、補正後のトポグラフィ画像をステップ 203 で生成したワイヤーフレーム画像に沿ったトポグラフィ画像に変換する。具体的には、トポグラフィ画像を構成する各画素の画素値を、頭部ワイヤーフレーム画像の座標に合わせて 3 次元補間を行うことにより、3 次元トポグラフィ画像へ変換する。

この後に、処理部 33 は、ワイヤーフレーム画像にトポグラフィ画像を重ねた 3 次元画像を生成し、表示部 34 の表示面上に表示させる (ステップ 207)。従って、本発明の生体光計測装置では、被検体 9 のワイヤーフレーム画像に沿ったトポグラフィ画像を生成することができる。

図 12 はワイヤーフレーム画像上に表示された 3 次元トポグラフィ画像の一例を示す図である。ただし、本実施例では、刺激によるヘモグロビン濃度変化量の小さい領域を青色で示し、濃度変化量の大きい領域を赤色で示し、その中間部分を青色と赤色との中間色で表示するようにしている。

ワイヤーフレーム画像に重ねて表示される数字は、計測位置のチャンネル番号すなわち光照射位置及び光検出位置を示す。

図12から明らかなように、ワイヤーフレーム画像上に、計測結果である3次元トポグラフィ画像と光照射位置及び光検出位置の表示を行うことができるので、  
5 照射用光ファイバ及び検出用光ファイバと被検体9との接触位置を正確に把握することができる。その結果、被検体9のどの位置でヘモグロビン濃度がどのように変化しているかを容易に把握することが可能となり、診断効率を向上させることができる。

なお、本実施例では、まず、計測時における光ファイバの設計間隔で各計測位置毎に酸素化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化並びにヘモグロビン濃度総量を計算し、その後に、3次元計測された光ファイバ位置から計算された光ファイバ間隔で、各計測位置毎に酸素化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化並びにヘモグロビン濃度総量を補正する構成としたが、これに限定されることはなく、例えば、まず、3次元計測された光ファイバ位置から計測時における光ファイバ間隔を計算し、この計算された光ファイバ間隔に基づいて、各計測位置毎に酸素化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化並びにヘモグロビン濃度総量を計算してもよいことはいうまでもない。

以上、被検体の頭部の光計測を例にして本発明の光生体計測装置の動作を説明したが、本発明はこれら実施例に限定されるものではなく、種々の変更が可能である。例えば図7に示すフローにおいて、光計測のステップ707から画像表示までのステップ710を繰り返し行ない、時系列的に連続する画像を得るようとしてもよい。この場合、特定の計測部位についてヘモグロビン変化を形態画像とは別にグラフ或いは数値で表示することも可能である。

また形態画像の表示方法としては、所定の軸の回りに画像を回転したり、所望の部位を拡大する機能を持たせることも可能である。さらに計測対象は頭部に限らず他の部位、さらには生体以外にも適用することが可能である。

本発明は、3次元形態画像上にトポグラフィ画像を表示することが最も効果的であるが、2次元形態画像にトポグラフィ画像を表示することも本発明の範囲に含まれる。

本発明の生体光計測装置によれば、3次元トポグラフィ画像を作成し、これを被検体の3次元画像上に表示可能にしたので、生体光計測によって得られる情報、例えば局所的なヘモグロビン変化を、それが生じている部位との関係で正確に知ることができる。

## 5 産業上の利用可能性

本発明による表示結果をF M R I , P E T , S P E C T 等の他の脳機能の解析結果と容易に比較できるようにすることで、更に診断精度を向上させることが可能になる。

## 請 求 の 範 囲

1. 複数の光照射位置から被検体に対し光を照射する手段と、前記複数の光照射位置から照射され、前記被検体内部を通過した光を前記複数の光照射位置近傍に設置された複数の検出位置で検出する光検出手段と、前記光検出手段で検出された検出位置毎の光量を用いて前記被検体内部の生態情報を表わすトポグラフィ画像を作成する信号処理手段とを備えた生体光計測装置において、  
前記信号処理手段は、  
前記光照射位置及び光検出位置と前記被検体に設けられた基準点との位置関係  
を表わす3次元座標データを設定する手段と、  
前記3次元座標データに基づいて3次元トポグラフィ画像を作成する手段と、  
前記光照射位置及び光検出位置との位置関係を示す前記3次元座標データと前記被検体の3次元形態画像の3次元座標データとを合わせて前記3次元トポグラフィ画像と前記形態画像との合成画像を作成し表示する手段  
とを含むことを特徴とした生体光計測装置。
2. 請求項1の生体光計測装置において、前記信号処理手段は、更に、前記3次元形態画像において、前記被検体の表面から所定の深さの内部に前記3次元トポグラフィ画像を配置する手段を含むことを特徴とした生体光計測装置。
3. 請求項1の生体光計測装置は更に、前記被検体の3次元形態画像データを  
入力する手段を含む。
4. 請求項1の生体光計測装置において、前記信号処理手段は、前記形態画像として、前記被検体のワイヤーフレーム画像を作成する手段を含む。
5. 請求項1の生体光計測装置において、前記形態画像は、断層画像を含む。
6. 請求項5の生体光計測装置において、前記形態画像はCT画像を含む。
7. 請求項5の生体光計測装置において、前記形態画像はMRI画像を含む。
8. 複数の光照射位置から被検体に対し光を照射する手段と、前記複数の光照射位置から照射され、前記被検体内部を通過した光を、前記複数の光照射位置近傍に設置された複数の検出位置で検出する光検出手段と、前記光検出手段で検出された検出位置毎の光量を用いて前記被検体内部の生態情報を表わすトポグラフ

イ画像を作成する信号処理手段とを備えた生体光計測装置のトポグラフィ画像の生成方法は、

前記光照射位置及び光検出位置と前記被検体に設けられた基準点との位置関係を表わす3次元座標データを設定するステップと、

- 5 前記3次元座標データに基づいて3次元トポグラフィ画像を作成するステップと、

前記光照射位置及び光検出位置との位置関係を示す前記3次元座標データと前記被検体の3次元形態画像の3次元座標データとを合わせて前記3次元トポグラフィ画像と前記形態画像との合成画像を作成し表示するステップ

- 10 とを含むことを特徴としたトポグラフィ画像の生成方法。

9. 請求項8のトポグラフィ画像の生成方法において、前記表示するステップは、前記3次元形態画像において、前記被検体の表面から所定の深さの内部に前記3次元トポグラフィ画像を配置して表示するステップを含むことを特徴としたトポグラフィ画像の生成方法。

- 15 10. 請求項8のトポグラフィ画像の生成方法において、前記形態画像上に前記光照射位置及び光検出位置を配置するステップは、前記形態画像上に指定された基準点と、該基準点に対応する3次元座標データとが合致する様に、前記光照射位置及び光検出位置の座標を拡大又は縮小するステップを含む。

11. 請求項8のトポグラフィ画像の生成方法において、前記形態画像は断層画像を含む。

12. 請求項8のトポグラフィ画像の生成方法において、前記形態画像はCT画像を含む。

13. 請求項8のトポグラフィ画像の生成方法において、前記形態画像はMRI画像を含む。

- 25 14. 請求項8のトポグラフィ画像の生成方法は更に、前記被検体の3次元形態画像として、前記被検体のワイヤーフレーム画像を作成するステップを含む。

1/9

図 1

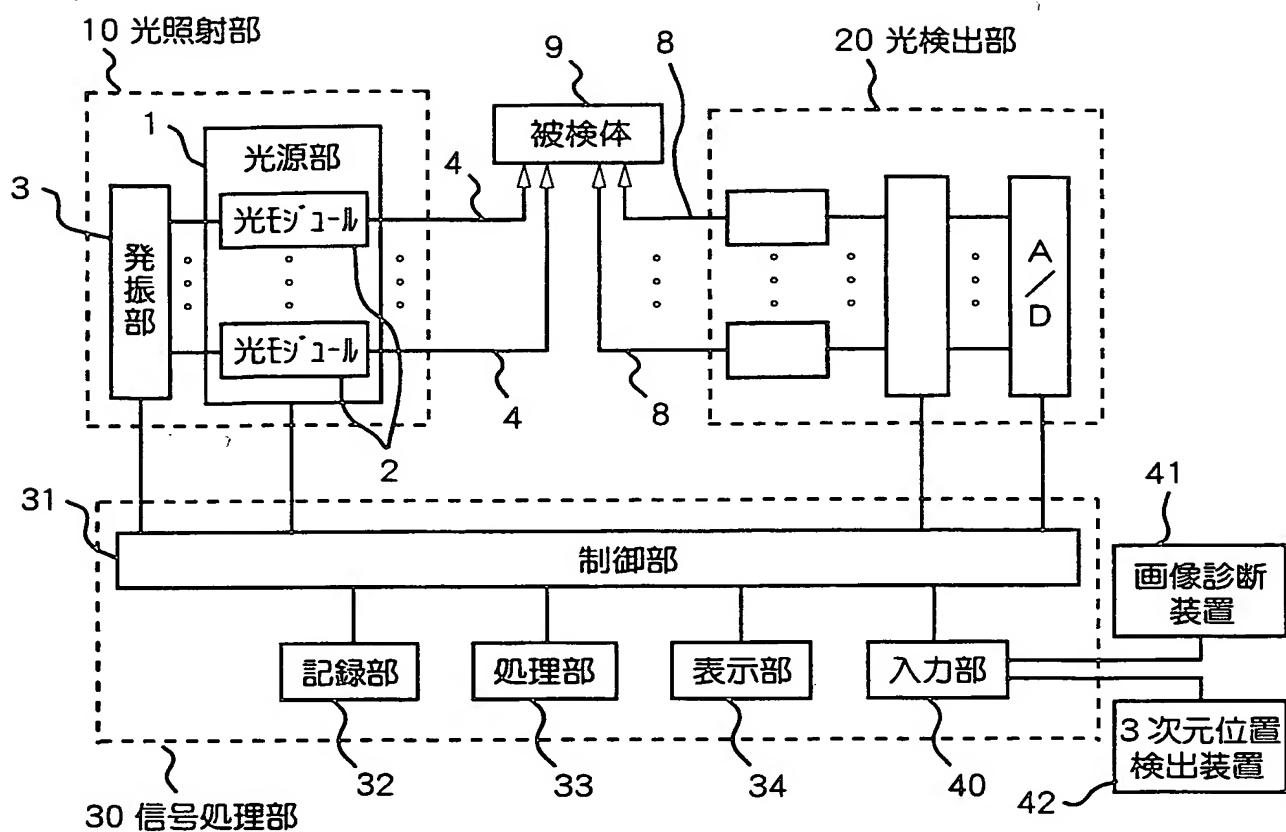
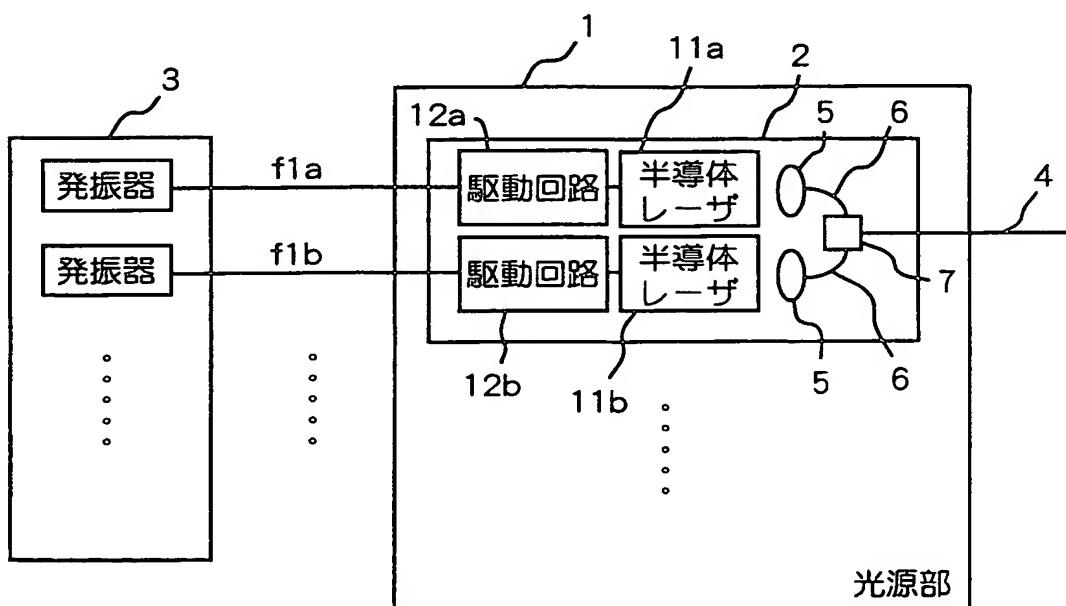


図 2



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

2/9

図 3

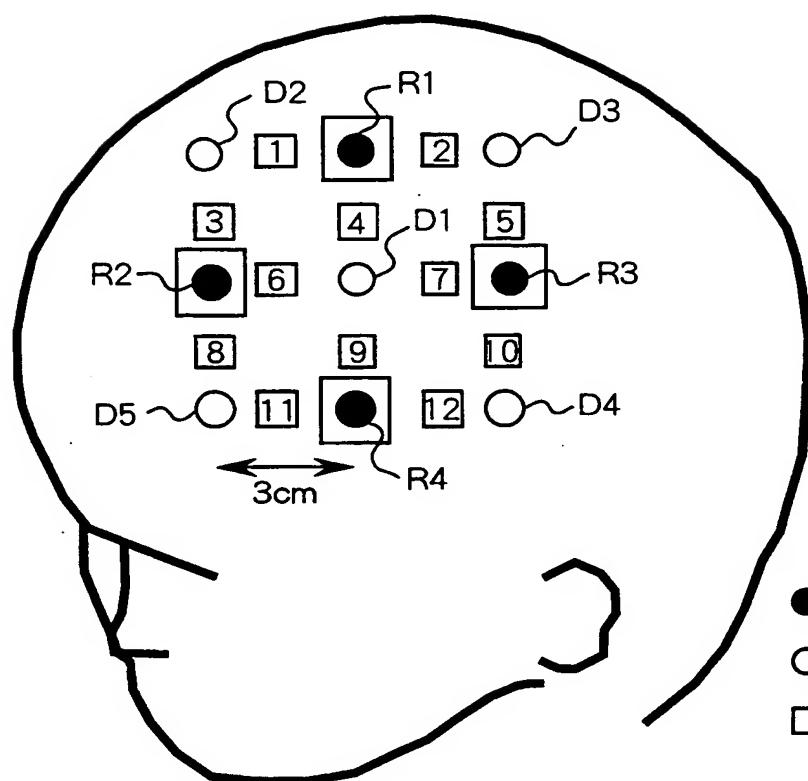
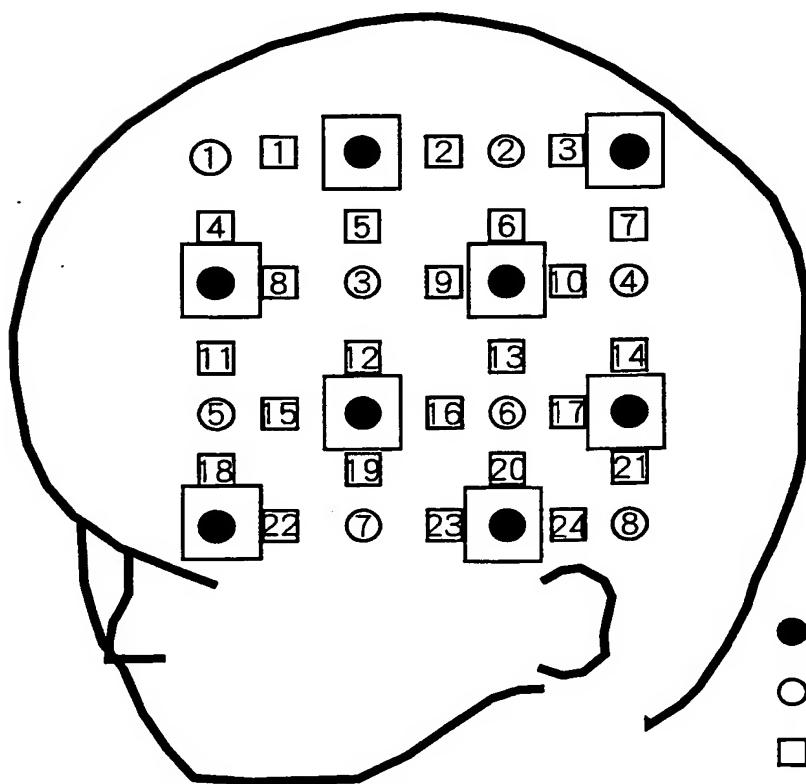


図 4



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

3/9

図 5

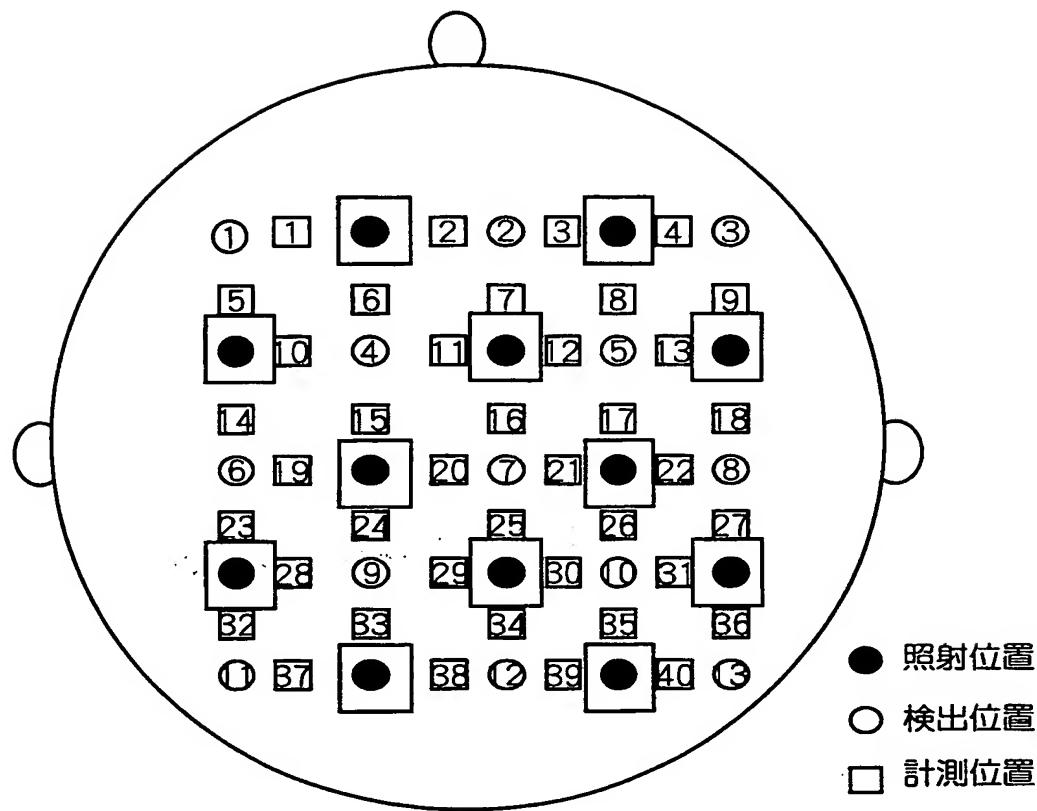
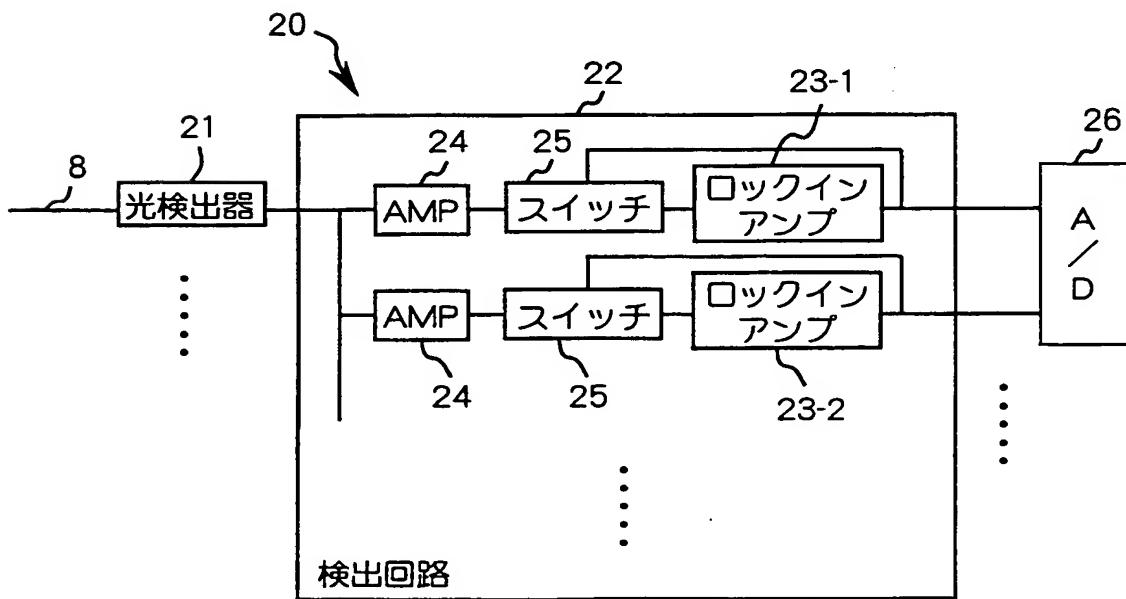
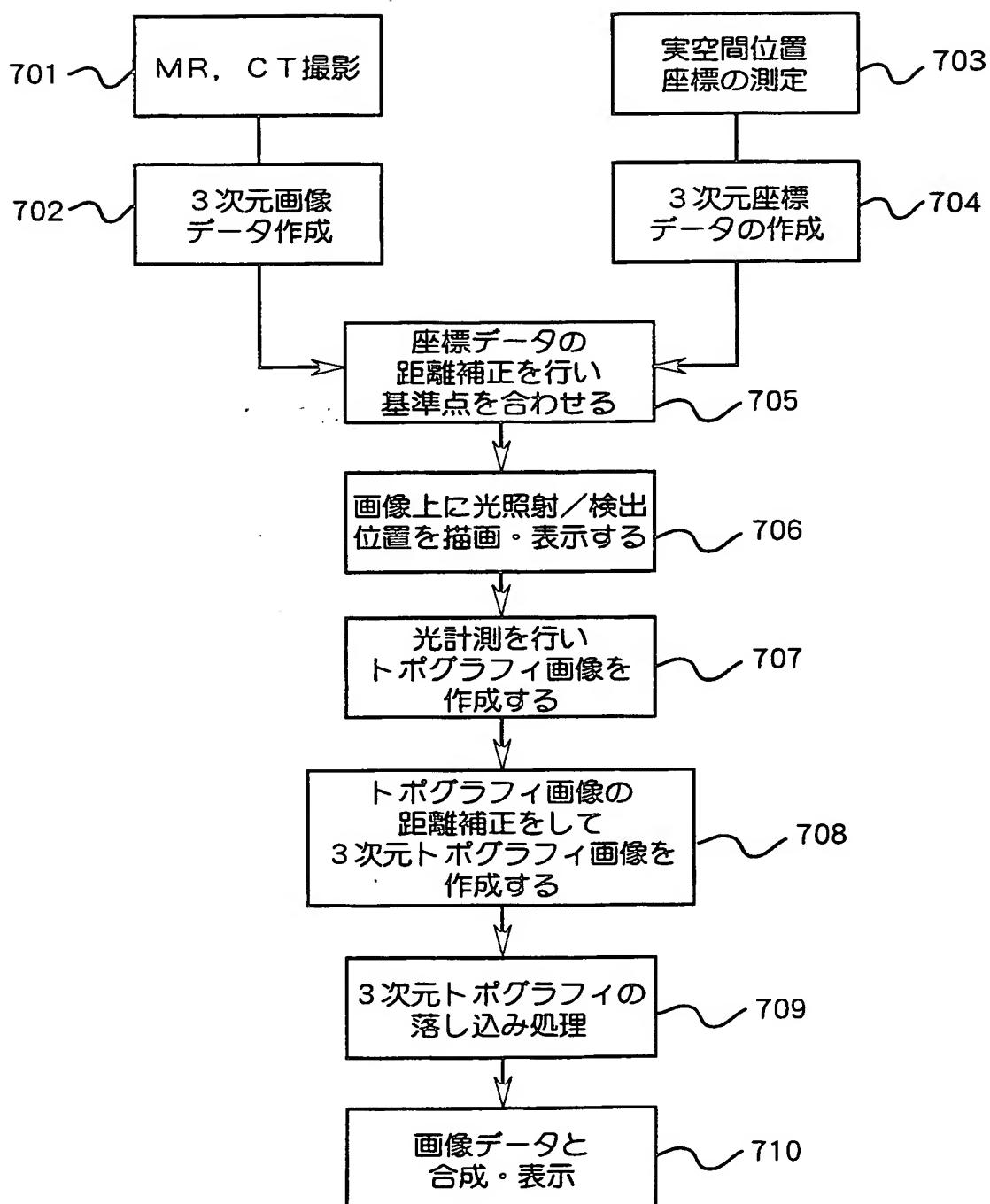


図 6



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 7



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

5/9

図 8 A

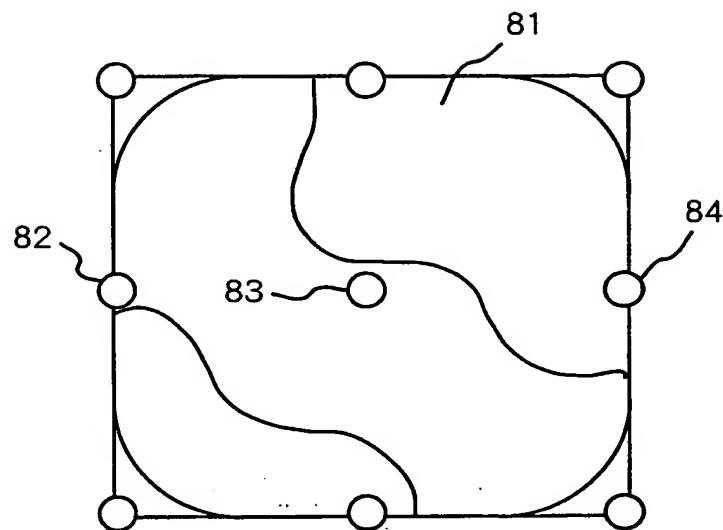
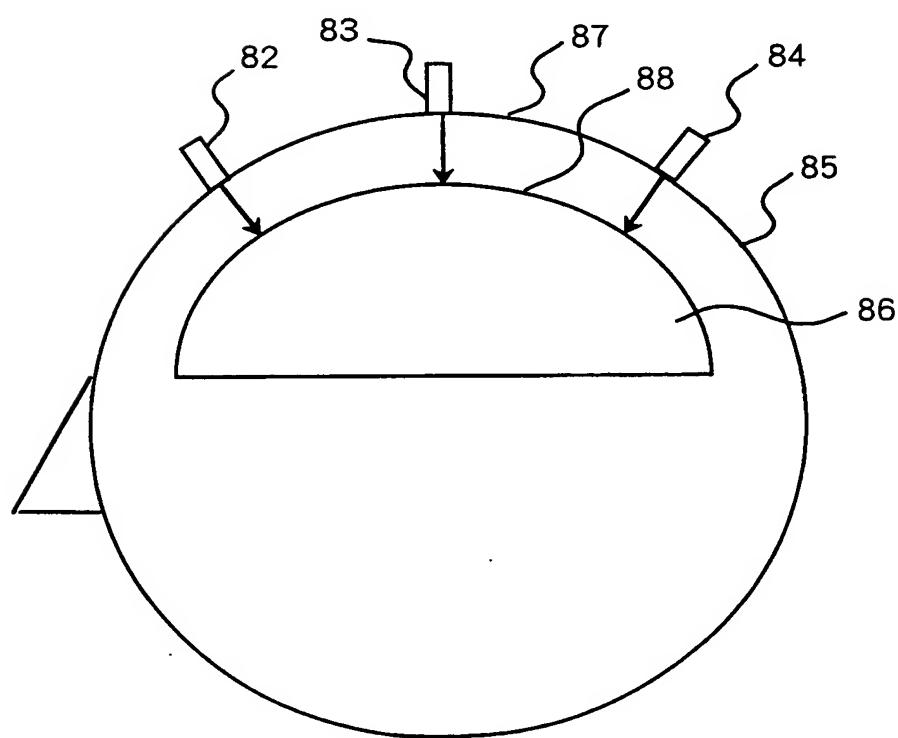


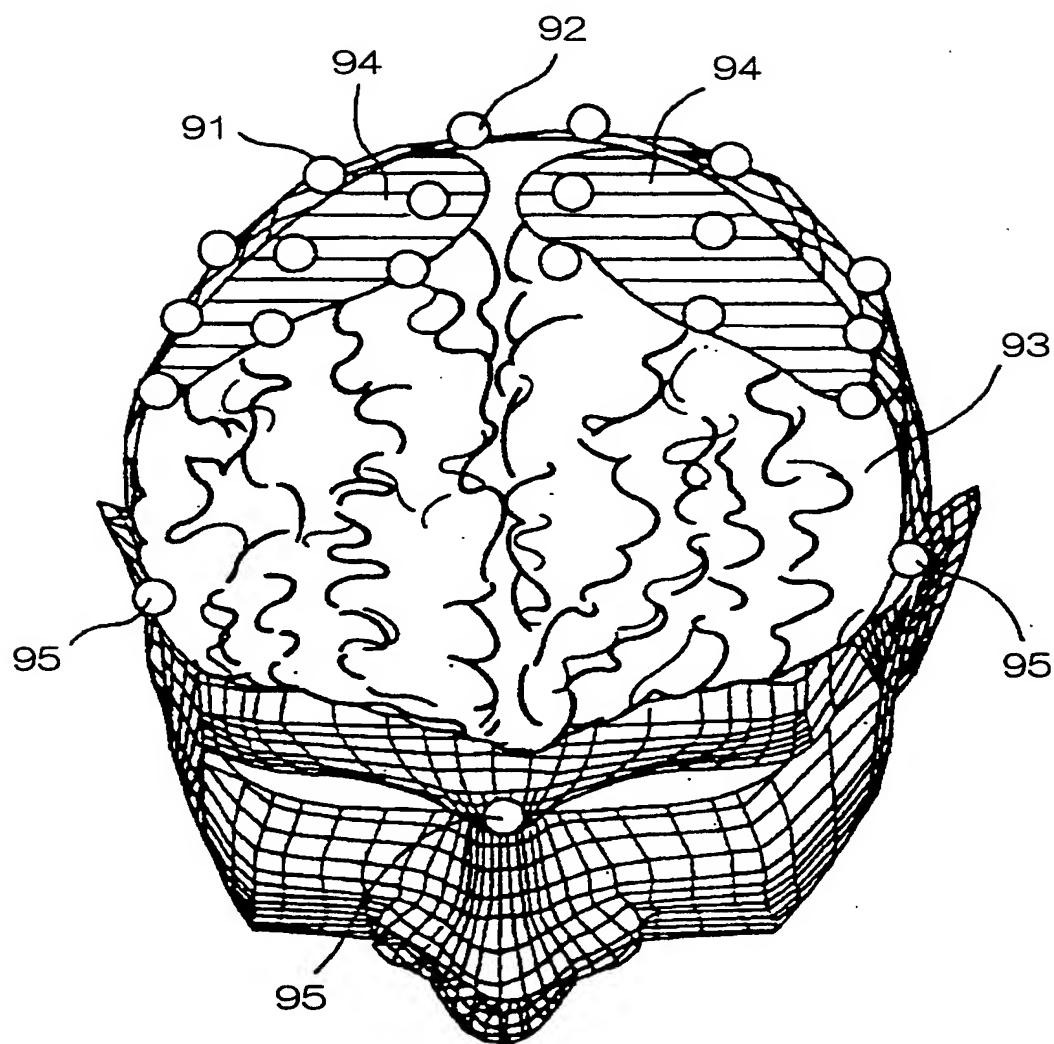
図 8 B



THIS PAGE BLANK (USPTO)

6/9

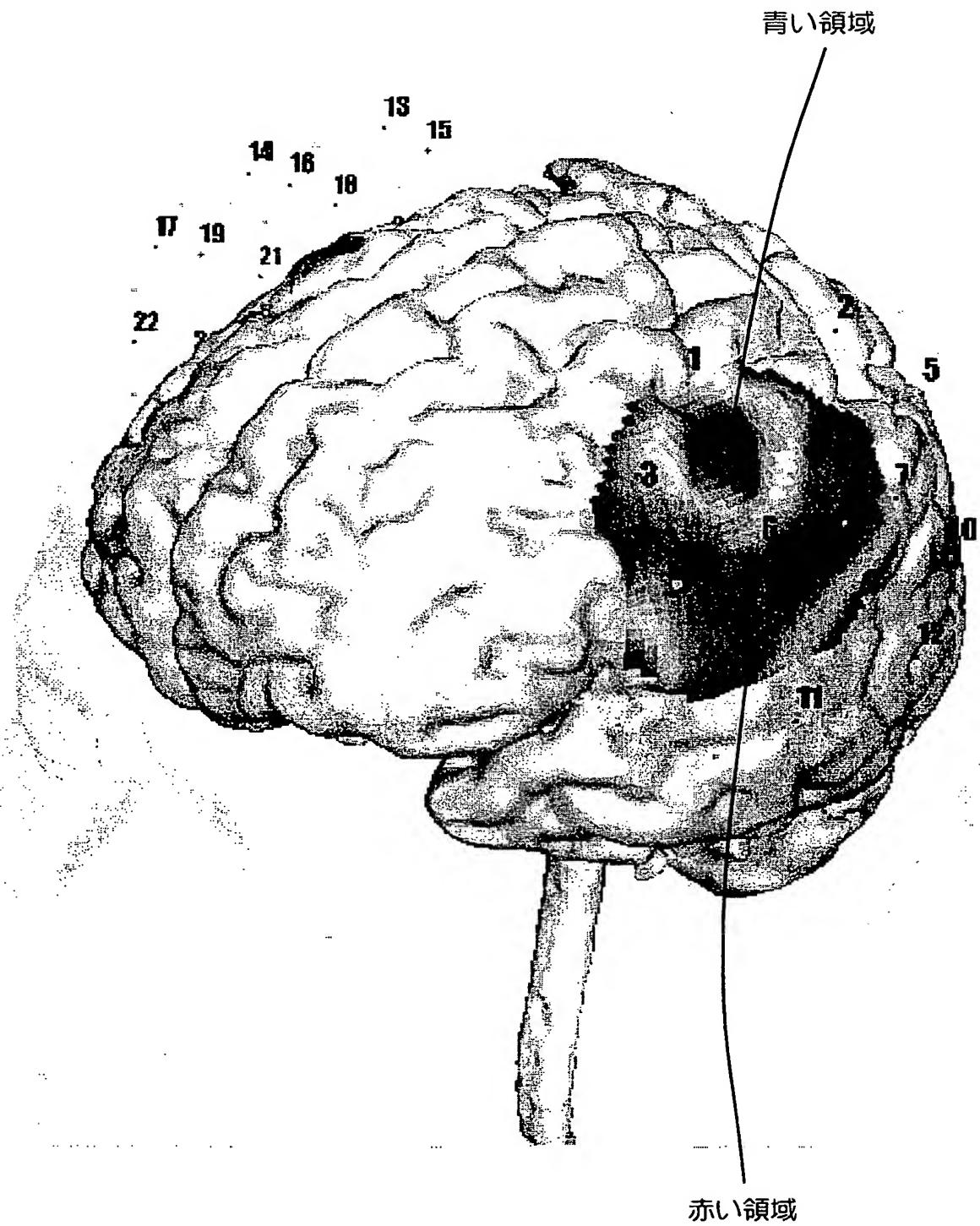
図9



THIS PAGE BLANK (USPTO)

7/9

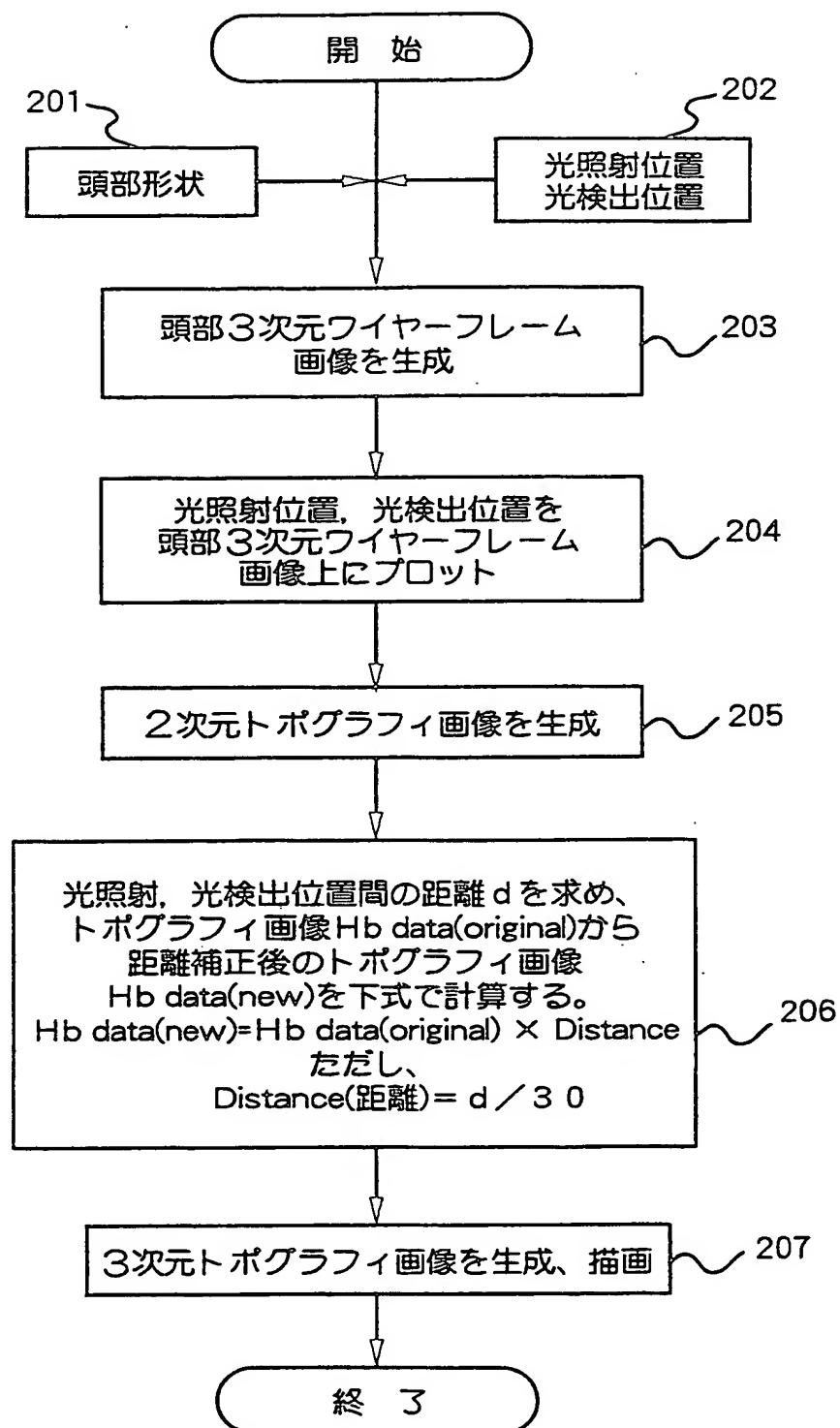
10



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

8/9

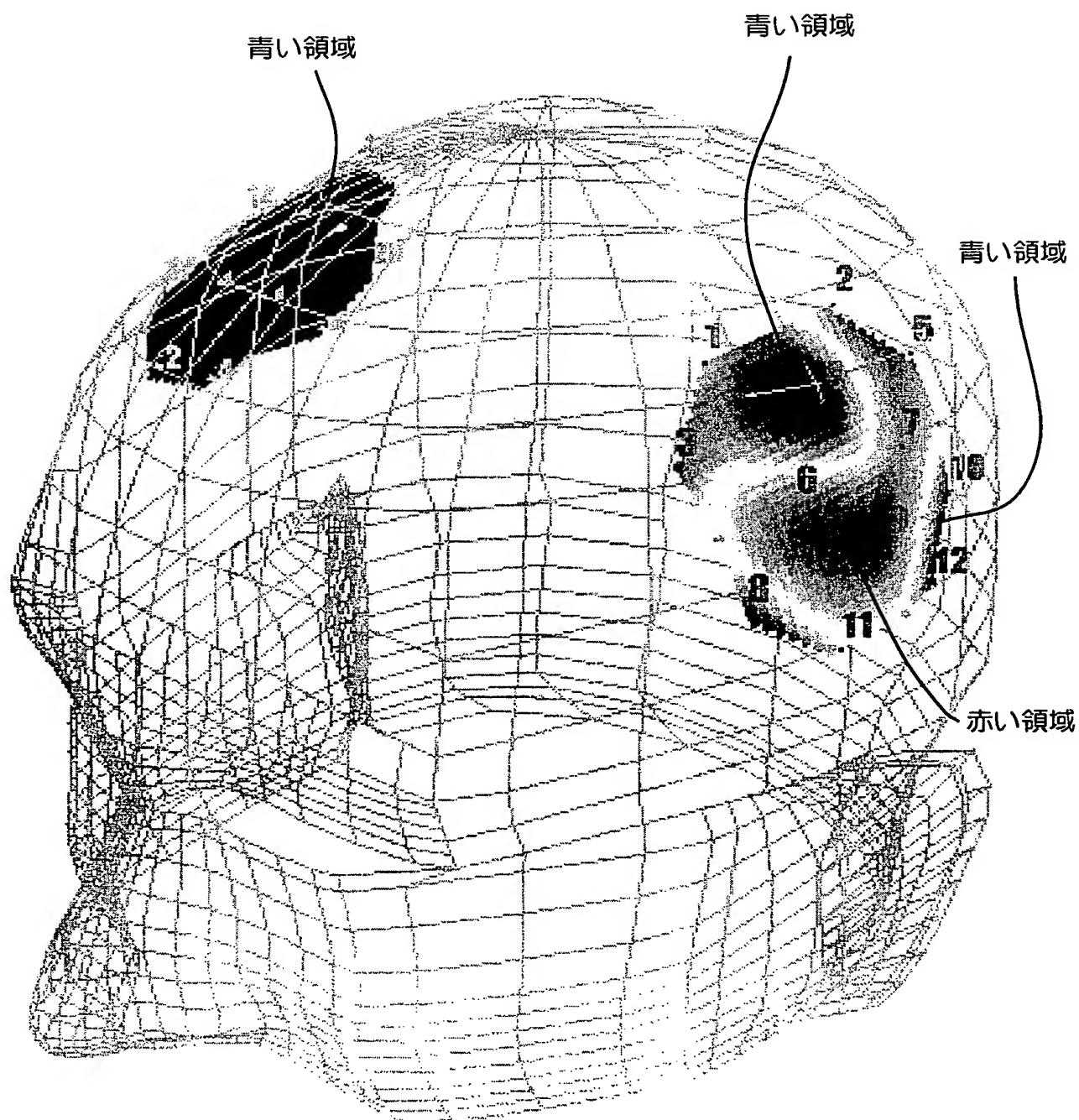
## 図 1 1



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

9/9

## 図 12



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP00/06282

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B10/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B10/00, A61B5/05Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2000  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2000 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2000

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US, 5803909, A (Hitachi, Ltd.), 08 September, 1998 (08.09.98), Full text; all drawings & JP, 9-19408, A	1-14
Y	JP, 9-98972, A (Hitachi, Ltd.), 15 April, 1997 (15.04.97), Full text; all drawings (Family: none)	1-14
Y	US, 5419320, A (Hitachi, Ltd.), 30 May, 1995 (30.05.95), Full text; all drawings & JP, 4-161145, A & DE, 4134845, A	1-14
Y	JP, 4-35642, A (Shimadzu Corporation), 06 February, 1992 (06.02.92), Full text; all drawings (Family: none)	1-14
Y	JP, 3-118039, A (Shimadzu Corporation), 20 May, 1991 (20.05.91), Full text; all drawings (Family: none)	1-14

 Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

Special categories of cited documents:	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
06 December, 2000 (06.12.00)Date of mailing of the international search report  
19 December, 2000 (19.12.00)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP00/06282

**C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 5-207986, A (Nippon Telegr. & Teleph. Corp. <NTT>), 20 August, 1993 (20.08.93), Full text; all drawings (Family: none)	4, 14

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP00/06282

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int. Cl' A61B10/00

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int. Cl' A61B10/00, A61B5/05

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1926-1996年
日本国公開実用新刊公報	1971-2000年
日本国登録実用新案公報	1994-2000年
日本国実用新案登録公報	1996-2000年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	US, 5803909, A (Hitachi, Ltd.) 8. 9月. 1998 (08. 09. 98) 全文, 全図 & JP, 9-19408, A	1-14
Y	JP, 9-98972, A (株式会社日立製作所) 15. 4月. 1997 (15. 04. 97) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」同一パテントファミリー文献

## 国際調査を完了した日

06. 12. 00

## 国際調査報告の発送日

19.12.00

## 国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

## 特許庁審査官（権限のある職員）

中根 利明 印

2W 9021

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

## C (続き) 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	U.S., 5419320, A (Hitachi, Ltd.) 30. 5月. 1995 (30. 05. 95) 全文, 全図 & JP, 4-161145, A & DE, 4134845, A	1-14
Y	JP, 4-35642, A (株式会社島津製作所) 6. 2月. 1992 (06. 02. 92) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
Y	JP, 3-118039, A (株式会社島津製作所) 20. 5月. 1991 (20. 05. 91) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
Y	JP, 5-207986, A (日本電信電話株式会社) 20. 8月. 1993 (20. 08. 93) 全文, 全図 (ファミリーなし)	4, 14